

JAPANESE PATENT LAID-OPEN PUBLICATION

(11) Patent Application Laid-open No. sho 63-84520

5 (21) Application No. sho 61-231864

(71) Applicant: Toshiba Corporation

72 Horikawcho, Saiwaiju, Kawasakishi, Kanagawaken, Japan

(72) Inventors: Suzuki Yoshinori

10 1 Komukai Toshibacho, Saiwaiku, Kawasakishi, Kanagawaken,  
Japan

Ito Ayao

1 Komukai Toshibacho, Saiwaiku, Kawasakishi, Kanagawaken,  
Japan

(54) Title of the Invention: REFLECTION TYPE PULSE COUNTER

15

(57) Abstract

20 Provided is a reflection type pulse counter comprising a light source which  
exposes lights to living bodies, a light receiving unit which receives the light exited  
from the light source and reflected from the living bodies, a pulse detecting means  
which detects pulse from output signals from the light receiving unit, an inserting unit  
which is inserted into an external auditory meatus and a maintaining means which  
maintains the light source and the light receiving unit to face an external auditory wall  
in the inserting unit.

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

## ⑫ 公開特許公報(A) 昭63-84520

⑬ Int. Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和63年(1988)4月15日

A 61 B 5/02

3 2 1

B-7437-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

## ⑮ 発明の名称 反射型脈拍計

⑯ 特 願 昭61-231864

⑰ 出 願 昭61(1986)9月30日

⑱ 発 明 者 鈴木 義 規 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝総合研究所内  
 ⑱ 発 明 者 伊藤 阿 耶 雄 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝総合研究所内  
 ⑲ 出 願 人 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地  
 ⑳ 代 理 人 弁理士 鈴江 武彦 外2名

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

## 反射型脈拍計

## 2. 特許請求の範囲

(1) 生体に光を照射する光源と、この光源から出射され生体で反射された光を受光する受光器と、この受光器の出力信号から脈拍を検出する検出手段とを備えた反射型脈拍計において、外耳道に挿入される挿入部を有し、この挿入部に前記光源および受光器を外耳道壁を臨むように保持する保持具を備えたことを特徴とする反射型脈拍計。

(2) 光源は発光中心波長が500nm～600nmの発光ダイオードであることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の反射型脈拍計。

(3) 検出手段は受光器の出力信号のうち 0.6Hz～2.5Hzの周波数成分を選択的に通すフィルタを有するものであることを特徴とする特許請求の範囲第1項記載の反射型脈拍計。

(4) 検出手段はフィルタの出力信号が単位時間当たり所定の閾値を超える回数をカウンタにより

計数することにより脈拍を検出するものであることを特徴とする特許請求の範囲第3項記載の反射型脈拍計。

(5) フィルタの出力信号が所定の閾値を越えた際に電気信号を発生する信号源と、この電気信号を音に変換するトランスデューサを有することを特徴とする特許請求の範囲第3項または第4項記載の反射型脈拍計。

(6) トランスデューサが保持具に保持されていることを特徴とする特許請求の範囲第5項記載の反射型脈拍計。

(7) フィルタの出力信号のピーク値を検出するピークディテクタと該ピークディテクタの出力信号を減衰するアッテネータを有し、該アッテネータの出力信号を閾値とすることを特徴とする特許請求の範囲第3項～第6項のいずれかに記載の反射型脈拍計。

(8) ピークディテクタを一定時間毎にリセットするリセット回路を有することを特徴とする特許請求の範囲第7項記載の反射型脈拍計。

### 3. 発明の詳細な説明

#### 〔発明の目的〕

##### (産業上の利用分野)

この発明は脈拍計に係り、より詳しくは外耳道照に光を照射し、その反射光を検出して脈拍を検出する脈拍計に関する。

##### (従来の技術)

脈拍は心臓の状態を調べる上で非常に重要な計測値である。従来は医者が患者の前腕部の動脈を手で圧迫し、動脈の圧力変動より脈拍を計測することが多かったが、近年になり圧力トランスデューサを用いて圧力変動を自動計測し、脈拍数を計測する装置が出現してきた。これは前腕動脈を圧迫するカフを上腕に巻き、カフと上腕の間に圧力トランスデューサを入れ、この圧力トランスデューサに加わる動脈圧の変動より脈拍を計測するものである。

さらに、最近では心電や指先の吸光度より脈拍を計る装置も開発されている。心電により脈拍を計る装置は、胸や腕に電極を装着して心電波形よ

り脈拍(正確には心拍)を計測するものである。

指先の吸光度より脈拍を計る装置は、手の指先に吸光度計を装着し、動脈圧の変動による指先の血液容積の変化を吸光度として検出して、最終的に脈拍を計測するものである。これらの装置により、脈拍の自動測定が可能になっている。

一方、スポーツ人口の増加により、運動中に心不全等の疾病で死亡するケースが増加している現状から、健康上危険のない適度の運動を行なえるように、運動中の脈拍を計測する装置の要望が強まっている。しかし、従来の脈拍計測装置はセンサを腕や胸、指先等に付けねばならず、体の動きや発汗による誤計測が起こったり、センサにより運動性が妨げられたりするため、運動中の脈拍計測に使うことは難しい。

##### (発明が解決しようとする問題点)

このように従来の脈拍計測装置は、体動、発汗による誤計測および装着時の運動性の悪さのために、運動中の脈拍計測は難しかった。

本発明はこのような従来技術の問題点を解決し、

運動中の脈拍を簡単に計測できる脈拍計を提供することを目的とする。

#### 〔発明の構成〕

##### (問題点を解決するための手段)

本発明は、生体に光を照射する光源と、この光源から射出され生体で反射された光を受光する受光器を、外耳道に挿入される挿入部に、外耳道壁を臨むように保持する保持具を備えたことを特徴とする。

##### (作用)

外耳道への挿入部に設けられた光源から射出された光は、外耳道壁に照射される。外耳道壁の表面は身体の他の場所と同じく表在性血管網が走っているため、血圧の増減によるヘモグロビン値の増減により反射率が変化している。従って、外耳道壁での反射光を受光器で受け、この受光器の出力信号変化を検出すれば脈拍を検出することができる。

この場合、外耳道壁に挿入された保持具により、光源および受光器と外耳道壁の位置関係は体動等

によらず安定に保たれ、しかも外耳道は人間の体表の中でも発汗が特に少ないことから、反射光が汗による影響を受けることが少ない。

##### (実施例)

第1図は本発明の一実施例に係る反射型脈拍計の構成を示したものである。図中1は測定者の頭部一断面であり、外耳道2に保持具3の一部3aが挿入されている。保持具3はスポンジ状の合成樹脂により作られ、挿入部3aが外耳道壁に密着することにより、外耳道との相対位置がずれないように構成されている。

保持具3には光源としての発光ダイオード(LED)4と、受光器としてのフォトダイオード5が、その発光面および受光面が挿入部3aの周面上に露出し、外耳道壁を臨むように埋め込まれており、LED4から出て外耳道壁の表面で反射した光がフォトダイオード5で受光されるようになっている。なお、この例ではLED4とフォトダイオード5は個別のチップにより構成され、かつその発光面および受光面が外耳道壁の表面に

対して所定の距離だけ離れるように設けられている。これはLED4とフォトダイオード5を別々のチップで構成すると、両者間がどうしてもある距離だけ離れることを考慮して、LED4から出て外耳道壁で反射された光がフォトダイオード5に確実に入射できるようにするためである。LED4は例えば発光中心波長 $\lambda=585\text{nm}$ 、出力 $2.5\text{mW}$ のものが用いられる。勿論、他の光源を用いてもかまわない。

第5図に示すように、LED4から出射された光の一部は外耳道壁の表皮表面で反射されるが、残りの一部は表皮組織あるいは表在性血管まで浸透し、散乱・吸収される。表皮組織、表在性血管あるいは他の組織で散乱された光の一部は、外耳道壁表面より再び体外に出射され、外耳道表皮表面で反射された光と同様に、反射光としてフォトダイオード5で受光される。体内組織で散乱・反射される光は組織での光吸収が大きくと少なくなり、光吸収が少なくなると多くなる。生体組織で光吸収を起こす物質の主なものハヘモグロビンで

あり、ヘモグロビンの光吸収の大きな波長では反射光量が少なくなる。

ヘモグロビン(および酸化ヘモグロビン)の吸光特性の一例を第3図に示す(文献1:金井 茂「生体物性—光学特性」、医用電子と生体工学、第15巻第1号、pp48-56より)。図に示すように、 $\sim 430\text{nm}$ 、 $500\text{nm}$   $\sim 600\text{nm}$ の波長で吸収が多くなっている。

このようなヘモグロビンの吸光スペクトルのために、皮膚の反射率は第4図に示されるようなものとなる(文献2:J. Giltvelt et al, "Pulsed multifrequency photoplethysmography" Med. & Biol. Eng. & Comput. 1984, vol 22, pp.212-215より)。第4図において、矢印で示した部分ハヘモグロビンにより反射率が低下している部分である。このようなヘモグロビンの吸光により反射率が低下している波長領域で皮膚の反射率を測定すると、血圧の増減によるヘモグロビン量の増減によって、反射率が変化する。

ここで、心臓の拍動に伴う血圧の上昇、下降に

より、外耳道壁表皮組織の血液量は増減する。そのためヘモグロビンの吸収の大きな波長で反射光を計測すると、血圧の上昇・下降に伴い、反射光量が減少・増加することになる。すなわち、反射光量の計測により、脈拍が計測できることになる。

一方、表皮等の組織の光透過度は波長になる程大きく、 $500\text{nm}$ 以上の波長の光では $230\mu\text{m}$ 以上も浸透し、表在性の血管にも光が到達する。しかし、 $430\text{nm}$ 以下の波長の光では表皮の光透過度は低く、 $100\mu\text{m}$ 以下しか浸透しない。このため、 $430\text{nm}$ 以下の波長の光では表在性の血管に達する光は少なく、血圧の変化による反射光量の変化は小さい。

従って、脈拍をS/N良く計測するためには、 $500\text{nm}$   $\sim 600\text{nm}$ の波長の光を用いることが適当であり、本実施例においても発光中心波長 $585\text{nm}$ のLEDを用いた。

また、 $450\text{nm}$ 以下の紫外領域に近い波長の光では、人体への長期照射を続けると皮膚癌等の危害を与える可能性もあるので、この点からも照射す

る光としては $500\text{nm}$   $\sim 600\text{nm}$ の波長の光が適当である。より好ましくは、酸化ヘモグロビンの吸収ピーク波長である $540\text{nm}$ 近辺あるいは $570\text{nm}$ 近辺の光が最適である。

なお、LED4はLED駆動回路8より定電流が供給されており、時間的な照度変動が少なくされている。

フォトダイオード5の出力信号はケーブル7を介して検出手段に導かれ、まず電流—電圧変換器(1—V変換器)9により適当な大きさの電圧信号に変換される。この1—V変換器9からの出力信号は、皮膚からの反射光以外に太陽光あるいは室内灯照明光等の外光が含まれていたり、体動による反射率の変動成分が含まれていたりするため、フィルタ(バンドパスフィルタ)10により脈拍の信号成分が抽出される。脈拍は一般に $40\sim 150$ 回/分程度であるので、フィルタ10には $0.6\text{Hz}\sim 2.5\text{Hz}$ の周波数成分を過すバンドパスフィルタを用いている。脈拍の測定条件によっては、フィルタ10を省略しても構わない。

フィルタ10の出力信号は、二つの信号系路に別れて比較器11に入力される。すなわち、一方の経路では信号処理を受けることなく比較器11の一方の入口に直接入力され、他方の経路ではピークホールド回路12およびアッテネータ13を経て比較器11の入口に隣値として入力される。第2図(a)の実験がフィルタ10の出力信号波形であり、これを同図(a)のようにアッテネータ13の出力を隣値V<sub>th</sub>として比較器14で判定した結果が同図(b)である。こうして得られた比較器14の出力信号はカウンタ14に入力され、ここで単位時間当たり(例えば1分当り)の脈拍数が求められ、表示器15で表示される。

また、比較器11の出力信号はゲート回路17にも入力され、可聴帯域で発振している発振器16の出力信号を通過させる。このゲート回路17の出力信号は保持具3の挿入部3aの先端部に埋め込まれたトランジューサ2により、音に変換される。すなわち、脈拍に同期してトランジューサ2から可聴音が出されることになる。

可能である。例えば保持具3としては第1図に示した構造に代えて、第6図に示す構造のものを用いてもよい。第6図においてはLED4およびフォトダイオード5は比較的硬質の樹脂からなる棒状の第1の保持具21と、この第1の保持具21の周囲を覆うように設けられ外耳道型に密着する比較的軟質(スポンジ状)の樹脂等の部材からなる第2の保持具22とにより構成されている。第1の保持具21の先端部は第2の保持具22から露出し、この露出部にLED4およびフォトダイオード5が設けられている。

また、上記実施例においてはLED4とフォトダイオード5が別々のチップで構成されたものを用いたが、同一チップで構成されたものを用いてもよく、その場合両者の距離が非常に短くなるので、発光面および受光面が外耳道型に密着するようにこれらを保持具に設けることができる。

さらに、上記実施例においてはトランジューサ6からは脈拍音しか出力されないが、いわゆるヘッドフォンステレオ等と合わせて音楽等を同

なお、第1図においてピークホールド回路12にはタイミング回路18から定期的リセット信号が入力されている。これにより被測定者の体動や、外光等により隣値V<sub>th</sub>が誤って高い値に設定された場合でも、このリセットにより速やかに正常動作に復帰することができる。

また、第1図においてLED駆動回路8、I-V変換器9、フィルタ10、比較器11、ピークホールド回路12、アッテネータ13、カウンタ14、表示器15、発振器16、ゲート回路17およびタイミング回路18からなる電子回路部は例えば小型のケースに収納され、被測定者の胸ポケット等に携行されて持運びできるようになっている。なお、これらの電子回路部を保持具3に埋込み、携行性をさらに良くすることもできる。

上述したような反射型脈拍計を用いることにより、被測定者は例えばジョギング等の運動中にも自身の脈拍を音あるいは表示で確認することができ、体力に応じた適切な運動を行なえることになる。

本発明は上記実施例以外にも種々の変形実施例

時に出力することも可能である。また、脈拍に同期した音を出力する代わりに、脈拍数の増減を音の高低として出力することも可能である。

また、保持具内に体温計測用の温度センサー、他の生体計測センサーを組み込んでもよい。

#### [発明の効果]

本発明によれば、体動や発汗等の影響を受けることなく、また被測定者の運動性を妨げずに、運動中の被測定者の脈拍を簡単に検出することができる。また、本発明による脈拍計は携行性が良いため、長時間の使用に際しても被測定者の疲労が少ないという利点がある。

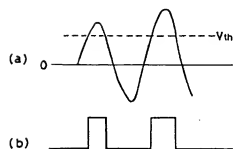
#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例に係る反射型脈拍計の構成図、第2図は検出部の動作を説明するための信号波形図、第3図はヘモグロビンの吸光特性を示す説明図、第4図は皮膚からの反射光のスペクトルを示す図、第5図は生体での光の反射の様子を説明するための図、第6図は本発明の他の実施例における保持具の構成を説明するための図で

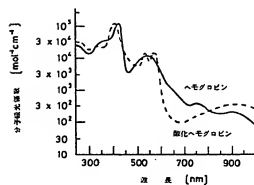
ある。

1…頭部横断面、2…外耳道、3…保持具、  
3a…挿入部、4…LED（光源）、5…フォト  
ダイオード（受光器）、6…電気音響変換用ト  
ランスデューサ、7…ケーブル、8…LED駆動  
回路、9…I-V変換器、10…フィルタ、11…  
比較器、12…ピークホールド回路、13…ア  
ッテネータ、14…カウンタ、15…表示器、  
16…発振器、17…ゲート回路、18…タイミ  
ング回路、21、22…保持具。

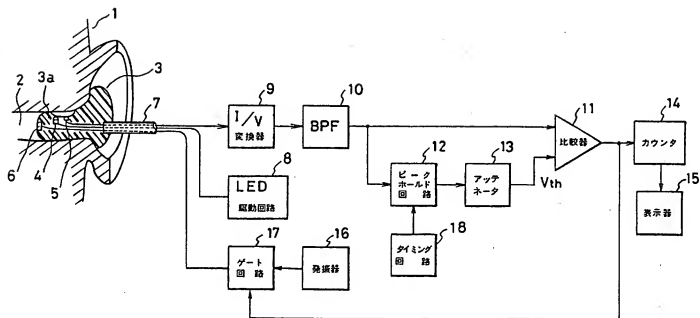
出願人代理人 弁理士 鈴江武彦



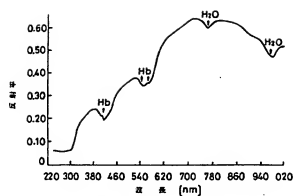
第 2 図



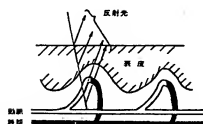
第 3 図



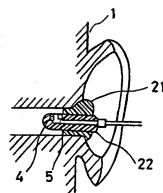
第 1 図



第 4 図



第 5 図



第 6 図